

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number : 06-154228

(43) Date of publication of application : 03.06.1994

(51)Int.Cl. A61B 10/00
G01N 21/17
G01N 21/27

(21) Application number : 04-309076

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22) Date of filing : 18.11.1992

(72)Inventor : KANEKO MAMORU
TAGUCHI AKIHIRO
TAKAYAMA SHUICHI
KAMI KUNIAKI
OKAZAKI TSUGUO
KUBOTA TETSUMARU
YASUNAGA KOJI
OSAWA ATSUSHI
OHASHI ICHIJI
OOAKI YOSHINAO

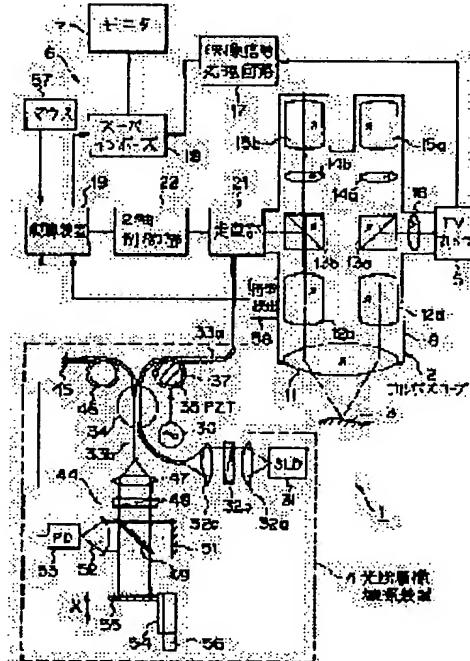
(54) OPTICAL TOMOGRAPHIC IMAGING

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide an optical tomographic imaging apparatus which facilitates the measurement of a degree of invasion of lesion.

CONSTITUTION: An image of the surface of an affected part 3 can be observed with naked eyes with a colposcope 2 while a surface observation image is displayed on a monitor 7 through a TV camera 5.

Light with low interference generated in an SLD31 is transmitted with an optical fiber 33a and admitted to the side of the affected part 3 through an optical system of the colposcope 32 from a scanning section 21. A mirror 55 is moved to change an optical path length to obtain a depth-wise tomographic image of the affected part 3, which is outputted to a monitor 7 through a superimposing circuit 18. This enables the displaying of a tomographic image together with the surface observation image.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 08.11.1999

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3325056

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 特許公報 (B2)

(11)特許番号

特許第3325056号
(P3325056)

(45)発行日 平成14年9月17日(2002.9.17)

(24)登録日 平成14年7月5日(2002.7.5)

(51)Int.Cl.
A 61 B 10/00

識別記号

F I
A 61 B 10/00

E

請求項の数2(全11頁)

(21)出願番号 特願平4-309076
(22)出願日 平成4年11月18日(1992.11.18)
(65)公開番号 特開平6-154228
(43)公開日 平成6年6月3日(1994.6.3)
審査請求日 平成11年11月8日(1999.11.8)

(73)特許権者 000000376
オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(72)発明者 金子 守
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(72)発明者 田口 晶弘
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(72)発明者 高山 修一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(74)代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
審査官 中横 利明

最終頁に続く

(54)【発明の名称】光断層イメージング装置

1

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体を照明するための照明光を発する
照明光出射手段と、
前記照明光出射手段からの照明光に基づき被検体表面で
反射された反射光を入射する対物光学系と、
前記対物光学系に入射した、前記照明光に基づく前記被
検体表面の像を撮像する、撮像素子を有する撮像手段
と、
前記被検体に照射するための所定の低干渉性光を発生す
る低干渉性光発生手段と、
前記低干渉性光発生手段により発生した低干渉性光を前
記対物光学系に導光し、該対物光学系を介して前記低干
渉性光を前記被検体に照射するとともに、前記低干渉性
光に基づき前記被検体側で反射された反射光を導光する
導光手段と、

2

前記導光手段からの前記低干渉性光を前記対物光学系の
光路に導き、該対物光学系を介して前記被検体に照射す
るとともに、前記低干渉性光に基づき前記被検体側で反
射された反射光を前記導光手段に導光する光路共通化手
段と、
前記導光手段で導光した反射光と前記低干渉性光から生
成した基準光とを干渉させて、干渉した干渉光に対応す
る干渉信号を抽出する干渉光抽出手段と、
前記基準光側又は前記導光手段で導光した反射光側の光
伝搬時間を変化させる光伝搬時間変化手段と、
前記被検体に対して前記低干渉性光を出射する位置を走
査する光出射位置走査手段と、
前記干渉信号に対する信号処理を行うと共に、前記光伝
搬時間変化手段及び前記光出射位置走査手段により前記
被検体の深さ方向の断層像を構築する第1の信号処理手

段と、

前記撮像素子により得られた撮像信号に対する信号処理を行う第2の信号処理手段と、

を有することを特徴とする光断層イメージング装置。

【請求項2】 被検体を照明するための照明光を発する照明光出射手段と、

前記照明光出射手段からの照明光に基づき被検体表面で反射された反射光を入射する対物光学系と、

前記対物光学系に入射した、前記照明光に基づく前記被検体表面の像を撮像する、撮像素子を有する撮像手段と、

前記被検体に照射するための所定の低干渉性光を発生する低干渉性光発生手段と、

前記低干渉性光発生手段により発生した低干渉性光を前記対物光学系に導光し、該対物光学系を介して前記低干渉性光を前記被検体に照射するとともに、前記低干渉性光に基づき前記被検体側で反射された反射光を導光する導光手段と、

前記導光手段からの前記低干渉性光を前記対物光学系の光路に導き、該対物光学系を介して前記被検体に照射するとともに、前記低干渉性光に基づき前記被検体側で反射された反射光を前記導光手段に導光する光路共通化手段と、

前記導光手段で導光した反射光と前記低干渉性光から生成した基準光とを干渉させて、干渉した干渉光に対応する干渉信号を抽出する干渉光抽出手段と、

前記基準光側又は前記導光手段で導光した反射光側の光伝搬時間を変化させる光伝搬時間変化手段と、

前記被検体に対して前記低干渉性光を出射する位置を走査する光出射位置走査手段と、

前記干渉信号に対する信号処理を行うと共に、前記光伝搬時間変化手段及び前記光出射位置走査手段により前記被検体の深さ方向の断層像を構築する信号処理手段と、前記撮像素子で撮像された撮像画像と前記断層像と同時に表示する表示手段と、

を有することを特徴とする光断層イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、低干渉性光を用いて被検体に対する断層像を得る光断層イメージング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来から子宮頸癌の診断の為に、コルボスコープを用いて子宮頸部の表面の観察が行われる。コルボスコープでは子宮頸部の表面の形態から病変の深さ方向の浸潤度を推測したり、或いは最も進行していると思われる部位から生検を行い、組織診断により判定し、治療方針を決定していた。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、上記方

法では、正診率は悪く（ドクタの習熟度とか生検部位等に影響される）、レーザによる蒸散・円切等による治療後の残存の可能性がある等の問題点が存在する。

【0004】 また、生検による組織採取は通常1部分のみであり、病変部分を確実には採取できない可能性がある。病変部分を確実に採取するために、広範囲にわたる組織採取を行うとなると、多数回の生検或いはメス等による広範囲の切除が必要になり、患者の苦痛は大きくなるという欠点がある。

【0005】 本発明は、上述した点にかんがみてなされたもので、病変の浸潤度を容易に測定できる光断層イメージング装置を提供することを目的としている。

【0006】

【課題を解決するための手段】 前記目的を達成するため本発明による第1の光断層イメージング装置は、被検体を照明するための照明光を発する照明光出射手段と、 前記照明光出射手段からの照明光に基づき被検体表面で反射された反射光を入射する対物光学系と、 前記対物光学系に入射した、前記照明光に基づく前記被検体表面の像を撮像する、撮像素子を有する撮像手段と、 前記被検体に照射するための所定の低干渉性光を発生する低干渉性光発生手段と、 前記低干渉性光発生手段により発生した低干渉性光を前記対物光学系に導光し、該対物光学系を介して前記低干渉性光を前記被検体に照射するとともに、前記低干渉性光に基づき前記被検体側で反射された反射光を導光する導光手段と、 前記導光手段からの前記低干渉性光を前記対物光学系の光路に導き、該対物光学系を介して前記被検体に照射するとともに、前記低干渉性光に基づき前記被検体側で反射された反射光を前記導光手段に導光する光路共通化手段と、 前記導光手段で導光した反射光と前記低干渉性光から生成した基準光とを干渉させて、干渉した干渉光に対応する干渉信号を抽出する干渉光抽出手段と、 前記基準光側又は前記導光手段で導光した反射光側の光伝搬時間を変化させる光伝搬時間変化手段と、 前記被検体に対して前記低干渉性光を出射する位置を走査する光出射位置走査手段と、 前記干渉信号に対する信号処理を行うと共に、前記光伝搬時間変化手段及び前記光出射位置走査手段により前記被検体の深さ方向の断層像を構築する第1の信号処理手段と、 前記撮像素子により得られた撮像信号に対する信号処理を行う第2の信号処理手段と、 を有することを特徴とする。前記目的を達成するため本発明による第2の光断層イメージング装置は、被検体を照明するための照明光を発する照明光出射手段と、 前記照明光出射手段からの照明光に基づき被検体表面で反射された反射光を入射する対物光学系と、 前記対物光学系に入射した、前記照明光に基づく前記被検体表面の像を撮像する、撮像素子を有する撮像手段と、 前記被検体に照射するための所定の低干渉性光を発生する低干渉性光発生手段と、 前記低干渉性光発生手段により発生した低干渉性光を前記対物光

学系に導光し、該対物光学系を介して前記低干渉性光を前記被写体に照射するとともに、前記低干渉性光に基づき前記被検体側で反射された反射光を導光する導光手段と、前記導光手段からの前記低干渉性光を前記対物光学系の光路に導き、該対物光学系を介して前記被検体に照射するとともに、前記低干渉性光に基づき前記被検体側で反射された反射光を前記導光手段に導光する光路共通化手段と、前記導光部材で導光した反射光と前記低干渉性光から生成した基準光とを干渉させて、干渉した干渉光に対応する干渉信号を抽出する干渉光抽出手段と、前記基準光側又は前記導光手段で導光した反射光側の光伝搬時間を変化させる光伝搬時間変化手段と、前記被検体に対して前記低干渉性光を出射する位置を走査する光出射位置走査手段と、前記干渉信号に対する信号処理を行うと共に、前記光伝搬時間変化手段及び前記光出射位置走査手段により前記被検体の深さ方向の断層像を構築する信号処理手段と、前記撮像素子で撮像された撮像画像と前記断層像とを同時に表示する表示手段と、を有することを特徴とする。

【0007】これにより、断層像から病変部分の範囲を容易に知ることができる。従って、生検を必要としない場合もあるし、たとえ生検を行う場合にも、必要となる生検箇所は必要最小限で済み、患者の苦痛を大幅に軽減できる。また、術者の負担も軽減される。

【0008】

【実施例】以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。図1ないし図3は本発明の第1実施例に係り、図1は第1実施例の光断層イメージング装置を示し、図2は走査部の構成を示し、図3はモニタに患部の像と共に、断層像が表示されることを示す。

【0009】この第1実施例の光断層イメージング装置1は生体の子宮頸癌等の患部3を観察可能なコルボスコープ2と、光断層イメージングを行うために低干渉性の光を発生してコルボスコープ2側に導光し、患部3側からの反射光を測定光として参照光と干渉させて検出するための光断層像観察装置4と、この光断層像観察装置4により検出された干渉信号に対する信号処理と、コルボスコープ2に取り付けたTVカメラ5に対する信号処理等を行う信号処理装置6と、信号処理装置6から出力される映像信号を表示するモニタ7とからなり、このモニタ7にはTVカメラ5で得られた患部3の(表面)観察像と低干渉性の光による光断層像とがスーパインポーズして表示されるようになっている。

【0010】上記コルボスコープ2は双眼であり、図示しない照明手段による照明光で照明された患部3の光学像を結ぶために、鏡筒8の先端には口径の大きい共通の対物レンズ11が取り付けられ、この対物レンズ11に対向して変倍レンズ12a, 12b、ビームスプリッタ13a, 13b、結像レンズ14a, 14b、接眼レンズ15a, 15bがそれぞれの光軸上に配置されている。

【0011】上記ビームスプリッタ13aで分岐された光は結像レンズ16を介してTVカメラ5の図示しないCCDに像を結ぶ。このTVカメラ5の出力信号は映像信号処理回路17に入力され、映像信号が生成され、スーパインポーズ回路18により、光断層像観察装置4側から演算装置19を経た映像信号と混合された後、モニタ7に出力され、モニタ7には例えば図3(b)のように表示される。

【0012】他方のビームスプリッタ13bは走査部21を経て光断層像観察装置4側からの光が入射されると共に、患部3側で反射された光をビームスプリッタ13bを経て光断層像観察装置4側に導光する。この走査部21は2軸制御部22により、低干渉性の光を2次元的に走査する。

【0013】上記光断層像観察装置4内には低干渉性の光を発生する光源としての超高輝度発光ダイオード(以下、SLDと略記)31が配置されている。このSLD31は例えば830nmの波長で、例えば可干渉距離が数10ないし数1000μm程度であり、この光はレンズ32a、偏光子32b、レンズ32cを経て所定の偏波面の直線偏光の光にされ、シングルモード光ファイバ33aの一方の端面から入射し、他方の端面(先端面と記す)側に伝送される。

【0014】この光ファイバ33aは途中のPANDAカップラ34で他方のシングルモード光ファイバ33bと光学的に結合されている。従って、このカップラ34部分で2つに分岐されて伝送される。光ファイバ33aの(カップラ34より)先端側は、ジルコン酸鉛のセラミックス(PZTと略記)35等の圧電素子に巻回されている。

【0015】このPZT35は発振器36から駆動信号が印加され、光ファイバ33aを振動させることにより伝送される光を変調する変調器37を形成する。この駆動信号の周波数は例えば5~20KHzである。変調された光は光ファイバ33aの先端面から走査部21に射出される。

【0016】図2に示すように、走査部21には光ファイバ33aの先端面に對向して集光レンズ38が配置され、この集光レンズ38を介してミラー39に入射する。このミラー39は第1のモータ41aの軸に設けた第1のギヤボックス41bの軸に取り付けられ、2軸制御部22で制御される第1のモータ41aの回転により矢印Y1のようミラー39は回転される。

【0017】また、第1のモータ41a及び第1のギヤボックス41bは支持部材41cで支持され、この支持部材41cは第1のモータ41aの軸と直交するように配置された第2のギヤボックス41dの軸に取り付けられている。この第2のギヤボックス41dは第2のモータ41eの軸に設けてある。

【0018】2軸制御部22で制御される第2のモータ

41eが回転されると、ミラー39は矢印Y2のように回転される。ミラー39が矢印Y1及びY2のように回転されることにより、ビームスプリッタ13b側に2次元的に走査された光を導光すると共に、ビームスプリッタ13b側からの反射光を光ファイバ33aの先端面に導光する。

【0019】図1に示すようにビームスプリッタ13b側に導光された光は倍レンズ12b、対物レンズ11を介して患部3側に出射され、患部3を2次元的に走査し、患部3の内部組織などで反射された光の一部がビームスプリッタ13bを経て光ファイバ33aの先端面に導光される。

【0020】この光はカップラ34でほぼ半分が光ファイバ33bに移り、干渉光検出部44に導かれる。また、この光ファイバ33bはその先端面に取り付けたミラー45で反射された光(SLD31側からの光がカップラ34で分岐された参照光)も伝送し、干渉光検出部44に導く。つまり、干渉光検出部44側に導かれる光は光ファイバ33a側に伝送され、患部3で反射された測定光と、ミラー45で反射された参照光とが混ざったものとなる。

【0021】なお、光ファイバ33bにおけるミラー45が固定された先端部とカップラ34との間には変調器37で巻回された光ファイバ33aによる光路長とか、患部3側に至る光路長とをほぼ補償するための補償リング46が設けてある。光ファイバ33bの後端面から出射された光はレンズ47で平行光束にされ、検光子48で上記偏波面の光成分が抽出された後、ハーフミラー49で透過光と反射光に分岐される。

【0022】反射光はミラー51で反射され、(さらにハーフミラー49で透過された光成分が)レンズ52で集光されて、光検出器としてのフォトダイオード(PDと略記)53で受光される。又、ハーフミラー49を透過した光はX-ステージ54に取り付けたミラー55で反射され、(さらにハーフミラー49で反射された光成分が)レンズ52で集光されて、PD53で受光される。X-ステージ54は例えばステッピングモータ56によって光ファイバ33bの端面に対向する方向Xに移動され、光路長を変化できるようになっている。

【0023】患部3に対する光断層像を得る場合には、ミラー45、55で反射された光がPD53に入射されるまでの光路長と、光ファイバ33aを経て患部3側から戻った光がミラー51で反射されてPD53に入射されるまでの光路長とが殆ど等しくなるように設定される。

【0024】つまり、ミラー55の位置を変化させて参考光側の光路長を変えることにより、この参考光側の光路長と等しくなる測定光側の光路長は患部3の深さ方向に変化する。そしてこれら光路長が殆ど等しい2つの光が干渉し、PD53で検出される。

【0025】なお、ハーフミラー49とミラー51までの光路長及びハーフミラー49とミラー55までの光路長は少なくとも低干渉性の光の干渉範囲より常にずれるように設定され、例えば測定されるべき光自身がハーフミラー49で透過光と反射光に分岐された後にハーフミラー49で混合された場合、干渉が起らないように設定されている。

【0026】上記PD53で光電変換された信号は、信号処理装置6を構成する演算装置19の図示しないロッケインアンプ等に発振器36の駆動信号又はこれと同一位相の信号が参照信号と共に入力され、PD53からの信号における参照信号と同一周波数の信号成分が抽出されるヘテロダイン検波されると共に、同じ位相の信号成分が抽出され、さらに検波増幅される。その後、演算装置19内部の図示しないコンピュータ部に入力される。

【0027】このコンピュータ部には、マウス57による指示座標データと倍率検出回路58から入力される倍率信号に基づき、図3(a)に示すようにモニタ7上に表示されるコルボスコープ2によるスコープ画像G1にスーパインボーズされるカーソルKの範囲の座標を演算する。

【0028】この座標の演算結果から、走査部21のモータ41a、41eの回転量を決定し、2軸制御部22を介して回転駆動し、マウス57で指示された範囲を光走査させる。光走査により得られた信号は図示しない画像メモリに一時格納され、モータ56の回転によるミラー55の走査により、深さ方向に対する所定の範囲の走査画像が得られると、画像メモリの画像データを図示しない映像信号処理部で光断層像に対応する映像信号にして、スーパインボーズ回路18を経てモニタ7に出力される。

【0029】この実施例では演算装置19側から光断層像に対応する映像信号が出力される時にはTVカメラ5で撮像したスコープ画像G1は縮小され、図3(b)に示すように光断層像G2と同時に表示される。

【0030】この実施例によれば、子宮頸部等の患部3の表面のスコープ画像G1と断層像G2とが同時にモニタ7に表示できるので、病変部位とその病変部位の深さ方向の広がり範囲を断層像G2から把握できる。このため、何回も生検を行うことを必要としないで病変の深さ方向の範囲を判定できる。従って、(何回も生検を行うことを必要としないので)、患者の苦痛を軽減できるし、術者も何回も生検を行わないので済むのでその負担を軽減できる。

【0031】また、光ファイバ33aにより、走査部21を介してコルボスコープ2に導光しているので、鏡筒8部分を細径化できる。また、ビームスプリッタ13bに導光する構成にしているので、このビームスプリッタ13bに着脱可能なユニット化された構成にすることもできる。この構成にすると、コルボスコープ2を使用す

る場合、光断層像を得るユニット部分を必要に応じて使用／不使用を選択して使用できる。

【0032】図4は第1実施例の変形例におけるTVプローブ61を示す。この変形例では図1のコルボスコード2の代わりにCCD62を内蔵したTVプローブ61が使用されたものである。

【0033】このTVプローブ61は筒状のプローブ本体63に対物レンズ64、変倍レンズ65、ダイクロイックミラー66、結像レンズ67、CCD62が順次配置され、CCD62の信号は映像信号処理回路17に入力される。また、ダイクロイックミラー66の反射光路側に走査部21が取付けられ、光ファイバ33aの光をダイクロイックミラー66側に導光すると共に、ダイクロイックミラー66側からの光を光ファイバ33a側に導光するようになっている。

【0034】上記ダイクロイックミラー66は図5に示すように、波長に対する反射率強度は、可視領域と近赤外領域との境界波長付近から近赤外領域側の光をほぼ100%反射し、可視領域の光はほぼ100%透過する特性のものが使用される。SLD31の波長は近赤外領域内に設定され、ダイクロイックミラー66で常に反射され、可視領域の光で撮像するCCD62には悪影響を与えない。

【0035】つまり、光ファイバ33aからの光はダイクロイックミラー66で反射され、対物レンズ64側に導光され、対物レンズ64側からダイクロイックミラー66に戻るSLD31の反射光はダイクロイックミラー66で反射され、光ファイバ33a側に導光される。一方、可視領域の光はダイクロイックミラー66を透過し、CCD62に像を結ぶ。

【0036】その他の構成は第1実施例と同様である。この変形例では第1実施例におけるコルボスコード2における肉眼での観察光学系を有しないで、モニタ7に表示される像を観察することになる。図6はモニタ7に表示されるCCD62で撮像された画像Gを示す。モニタ7上で予め決められた部位のみ（この変形例では中心の指標S）で断層像が観察できる。

【0037】従って、術者は観察を望む部位を中心位置するようにTVプローブ61を移動設定する。断層像の範囲は2軸制御部21の走査範囲内で可変設定できる。尚、図7に示すように図4の対物レンズ64の前にリング状ゴム69を取り付け、子宮頸部等の接触が可能な部位に対してはプローブ先端を押し当て、光断層像を得られるようにしても良い。

【0038】図8は本発明の第2実施例の光断層イメージング装置71を示す。この第2実施例の光断層イメージング装置71は体腔内の任意の部位を観察可能な内視鏡72と、この内視鏡72に照明光を供給する光源装置73と、内視鏡72内に設けられた低干渉性の光を導光する導光部材が接続され、光断層イメージングを行う光

干渉装置74と、この光干渉装置74による光断層像を表示する表示装置としてのモニタ75とから構成される。

【0039】上記光干渉装置74は低干渉性の光を用いて光断層像を生成するための干渉光に対応する電気信号を得る光干渉部76と、この光干渉部76の電気信号を信号処理して光断層像に対応する映像信号を生成する信号処理部77とからなり、この映像信号はモニタ75に表示される。

【0040】上記内視鏡72は細長で可撓性を有する挿入部78と、この挿入部78の後端に設けられた太幅の操作部79とを有し、この操作部79の側部から外部にケーブルが延出される。

【0041】挿入部78内にはライトガイド81が挿通され、ライトガイド81のケーブル側の端部に設けたコネクタを光源装置73に着脱自在で装着できる。装着することにより、光源装置73内部の例えばキセノンランプ82の白色照明光がコンデンサレンズ83で集光されてライトガイド81の端部に供給され、この照明光はライトガイド81により伝送され、挿入部78の先端部84の側部に設けた照明窓に固定された他方の端面から挿入部78の側方に射出される。

【0042】側視用照明窓から射出された照明光により、照明された管腔臓器85等の観察関心部位は照明窓に隣接する側視の観察窓に取り付けた対物レンズ86によってその光学像がその焦点面に結ばれる。この焦点面の位置にはCCD87が配置され、光学像を光電変換する。

【0043】このCCD87はCCD駆動回路88からCCD駆動信号が印加されることによって、光電変換された信号が読み出され、ビデオ信号線89を介して映像信号処理手段としてのビデオプロセッサ（以下、VPと記す）90に入力される。

【0044】このVP90の出力信号はスーパインボーズ回路91を介してモニタ75に出力され、CCD87で撮像した内視鏡画像を表示する。

【0045】なお、操作部79には図示しない湾曲操作機構が設けてあり、湾曲操作ノブを操作することにより、先端部84の後端に形成された湾曲部を上下、左右の任意の方向に湾曲できるようになっている。この内視鏡72にはさらに低干渉性の光を伝送する光ファイバ92が挿通されている。

【0046】この光ファイバ92の先端は先端部84の中心軸上で固定され、この先端面には屈折率分布型レンズ（以下セルフォックレンズと記す）93が取り付けられている。この光ファイバ92の後端側は光干渉部76の光ファイバ33aの先端面と接続され、この光ファイバ33aを介してSLD31の光が導光される。

【0047】SLD31の光はレンズ32を経てシングルモード光ファイバ33aの一方の端面から入射し、他

11

方の端面側に伝送される。この光ファイバ33aは途中のカップラ34で他方のシングルモード光ファイバ33bと光学的に結合されている。従って、このカップラ34部分で2つに分岐されて伝送される。光ファイバ33aの(カップラ34より)先端側は、PZT35等の圧電素子に巻回されている。

【0048】このPZT35は発振器36から駆動信号が印加され、光ファイバ33aを振動させることにより伝送される光を変調する変調器37を形成する。変調された光は光ファイバ33aの先端面から出射され、この先端面に接触する光ファイバ92に入射され、先端部84側の端面に伝送され、この端面からセルフォックレンズ93を経て出射される。

【0049】このセルフォックレンズ93に対向するように配置されたレンズ94で平行なビームにされ、ギヤ95に取り付けたプリズム96の斜面で直角方向に反射され、挿入部78の側方に出射される。このギヤ95は中央部分は光を通すように開口が設けられている。このギヤ95はモータ97の回転軸に取り付けたギヤ97aと噛合している。

【0050】従って、モータ97が回転すると、プリズム96が回転されることになり、光ファイバ92で導光された光は挿入部78の中心軸の周りに放射状に出射されることになる。

【0051】また、このモータ97は裏面にラックを形成したモータ固定台98に固定されている。このラックはモータ99の回転軸に取り付けたビニオンギヤ99aと噛合している。

【0052】そして、モータ99が回転すると、ラックが移動し、モータ固定台98に固定されたモータ97、その回転軸に取り付けたギヤ97a、このギヤ97aと噛合状態を維持するギヤ95が連動して挿入部78の軸方向、つまり長手方向に移動するようになっている。これらモータ97、99は信号処理部77内の位置制御装置101によって回転量が制御される。

【0053】上記管腔臓器85で反射された光はプリズム96、レンズ94、セルフォックレンズ93を経て光ファイバ92の先端面に入射され、この光ファイバ92の後端面から光ファイバ33aの先端面に入射される。この光はカップラ34でほぼ半分が光ファイバ33bに移り、光ファイバ33bの先端面に對向配置したミラー45で反射された参照光と共に、干渉光検出部側に導かれる。

【0054】第1実施例では干渉光検出部側に参照光の光路長を変える光路長変化機構を設けていたが、この実施例では光ファイバ33bの先端面に光路長変化機構を設けている。

【0055】つまり、図1の実施例におけるミラー45をX-ステージ54に取り付け、モータ56で参照光の光路長を変える方向に移動し、この光路長を変えるよう

12

にしている。また、光ファイバ33bの先端面とミラー45との間にレンズ45aが配置されている。モータ56は位置制御装置101によって回転が制御されるようになっている。

【0056】光ファイバ33bの後端面から出射された光はレンズ52を経てPD53で受光される。PD53で光電変換された信号は、ブリアンブ102で増幅された後、信号処理部77のロックインアンプ103の信号入力端に入力される。このロックインアンプ103の参考信号入力端には発振器36から参照信号が入力され、ヘテロダイン検波及び増幅等される。

【0057】このロックインアンプ103の出力はデジタルボルトメータ(以下DVMと略記する)104を経てコンピュータ105に入力され、光ファイバ92で導光された光によって得られた信号から断層像に対応した画像データを生成するための制御を行う。

【0058】つまり、位置制御装置101に制御信号を送り、モータ97、99の回転量を制御し、光ビームの走査とモータ56の回転制御による光路長の変化を制御する。光ビームの走査及び光路長の変化において、PD53から得られる信号を一時画像メモリに格納する。

【0059】例えば1フレーム分の画像データが得られると、VP106に出力し、このVP106は映像信号に変換し、スーパインポーズ回路91を介してモニタ75に出力し、CCD87の画像にスーパインポーズして光断層像が表示されるようとする。

【0060】また、モータ99を回転してプリズム96を長手方向に移動した場合には、この移動により測定光側の光路長が変化するので、位置制御装置101に制御信号を送り、モータ56を回転させて、前記光路長の変化分を補償するよう制御する。この制御により、光路長の変化による画像歪を補正する。この実施例によれば、第1実施例の効果を有すると共に、3次元的な断層像が得られるというメリットがある。

【0061】図9は本発明の第3実施例の光断層イメージング装置111を示す。この第3実施例の光断層イメージング装置111は体腔内の任意の部位を観察可能な内視鏡112と、この内視鏡112に照明光を供給する光源装置73と、内視鏡112内に設けられた低干渉性の光を導光する導光部材が接続され、光断層イメージングのための光の発生及び干渉光検出を行う光干渉装置114と、この光干渉装置114による信号から光断層像に対応した映像信号の生成等の信号処理を行なう信号処理部115と、この信号処理部115から出力される映像信号を表示する表示装置としてのモニタ116とから構成される。

【0062】この第3実施例ではダイクロイックミラー117を用いて内視鏡観察視野内の生体組織118に対する断層像を得る構成となっている。

【0063】上記内視鏡112は第2実施例と同様に押

入部78内にはライトガイド81が挿通され、光源装置73のランプ82の照明光を伝送し、先端部84に固定された先端面から照明・観察窓に取り付けたガラス板119を経て前方の生体組織118側を照明する。この実施例ではライトガイド81の先端側は2つに分岐された構成している。

【0064】上記ガラス板119の内側には対物レンズ86が配置され、CCD87に像を結ぶ。このCCD87はCCD駆動回路88で駆動され、光電変換した信号はビデオ信号線89を介して信号処理部115内のVP90に入力され、このVP90から出力される映像信号はスーパインボーズ回路91を介してモニタ116に入力され、図10に示すようにモニタ116の例えれば左側に生体組織118の(内視鏡)画像を表示する。

【0065】上記対物レンズ86とCCD87の間に、対物レンズ86の光軸と45°傾斜させたダイクロイックミラー117が配置されている。このダイクロイックミラー117は図5に示すような特性のものが用いてあり、可視領域の光は透過し、近赤外領域の光は反射する。このダイクロイックミラー117の反射光路上にプリズム121が配置されるようになっている。

【0066】このプリズム121は裏面にラックが形成された可動台122に取り付けられている。この可動台122には、光ファイバ92の先端が光ファイバ固定部材で取り付けられ、光ファイバ92の先端面から出射される光をこのプリズム121で反射してダイクロイックミラー117側に導光すると共に、ダイクロイックミラー117で反射された光をこのプリズム121で反射して光ファイバ92の先端面に入射されるように導光する。

【0067】上記可動台122のラックは、例えは操作部79に収納したステッピングモータ123の回転軸に連結されたシャフト124の先端に取り付けたビニオンギヤ125と噛合し、このステッピングモータ123が回転することにより、可動台122は対物レンズ86の光軸と平行な方向、つまり挿入部78の長手方向に移動される。

【0068】例えば、図9の状態から、可動台122が後方側に移動されると、プリズム121も後方に移動されるので、このプリズム121で反射された光は点線で示すように導光される。従って、プリズム121を移動することにより、生体組織118側には光が縦方向に走査され、この走査方向に対応した断層像を得ることができるようにしている。

【0069】上記光ファイバ92の後端は光干渉装置114の光ファイバ33aの先端面と接続され、SLD31からの低干渉性の光を光ファイバ92側に導光すると共に、光ファイバ92側からの反射光を光ファイバ33a側に導光する。

【0070】光干渉装置114ではPDS3の出力はロ

ックインアンプ103に入力され、参照信号と同じ位相の信号成分が抽出され、検波された後、信号処理部115内のコンピュータ126に入力される。

【0071】このコンピュータ126はステッピングモータ123の回転及びモータ56の回転を制御する。又、断層像に対応した映像信号を生成する処理を行い、スーパインボーズ回路91に出力することにより、図10に示すようにモニタ116には内視鏡画像に隣接して断層像が同時に表示される。

【0072】また、コンピュータ126は内視鏡画像内に断層像の測定が行われる領域を示すカーソル128を図10に示すように表示させる。この表示により、断層像が得られる領域が観察画像上で知ることができる。診断する場合、便利である。このカーソル128は不要な時には消すことができるようになっている。光干渉装置114における構成で図8に示す光干渉部76と同じ構成要素には同じ符号を付けてその説明を省略する。

【0073】この実施例では内視鏡112の先端面には可視の照明光を出射すると共に、可視の観察光を取り込むガラス板119を設け、図11に示すように挿入部78の先端面を胃内壁129等の体腔内組織に押し付けた状態で観察像を得ることができるようになっている。

【0074】又、体腔内組織に押し付けた密着状態で、ガラス板119を通して光断層像を得るために低干渉性の光を体腔内組織側に射出すると共に、体腔内組織側での反射光を取り込めるようにして、可視の観察視野内の体腔内組織の中央部分に対する断層像を得られるようしている。この密着させることにより、臓器が動いている場合とか挿入部78の先端が振らつく等した場合に発生するブレを防止でき、ブレのない鮮明な観察像及び断層像が得られる。このため、この実施例では観察系はおよそガラス板119の表面を観察するのに適したの焦点距離に設定している。なお、内視鏡112内を挿通される光ファイバ92と光干渉装置114の光ファイバ33aとを一体化した構成にしても良い。

【0075】図12は本発明の第4実施例の光断層イメージング装置131を示す。この第4実施例における内視鏡132は図9の内視鏡112においてCCD87の光電変換面にイメージガイド133の先端面が配置され、このイメージガイド133の後端面に対向して結像レンズ134を配置し、イメージガイド133で伝送された像をこの結像レンズ134によりその結像位置に配置したCCD87に結ぶようにしている。

【0076】この実施例では挿入部78内にイメージガイド133を挿通し、観察像を操作部79側の後端面に伝送し、レンズ134でCCD87に結像する構成となっている。その他は第3実施例で説明した構成と同じである。なお、この実施例ではモニタ116に表示される内視鏡画像は円形になる。この実施例の作用・効果は第3実施例と殆ど同じである。なお、光路長を変える場

合、基準となる参照光（基準光）側に限らず、測定光側の光路長を変えるようにしても良い。また、生体等の被検体の表面の像を得る場合、可視光による像に限定されるものでなく、赤外、紫外等の像でも良い。

【0077】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、断層像を得るために低干渉性光の出射光路と反射光路とを共通化したので、断層像と表面の画像とを同時に得ることができ、病変組織が深さ方向に存在する範囲を容易に判断することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は本発明の第1実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図2】図2は走査部の構成を示す斜視図。

【図3】図3はモニタに患部の像と共に、断層像が表示されることを示す説明図。

【図4】図4は第1実施例の変形例におけるTVプローブ

* プを示す図。

【図5】図5はダイクロイックミラーの分光特性を示す特性図。

【図6】図6はモニタ画面上に断層像が得られる範囲に対応した指標が表示されることを示す図。

【図7】図7は図4の変形例におけるTVプローブの先端側を示す断面図。

【図8】図8は本発明の第2実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

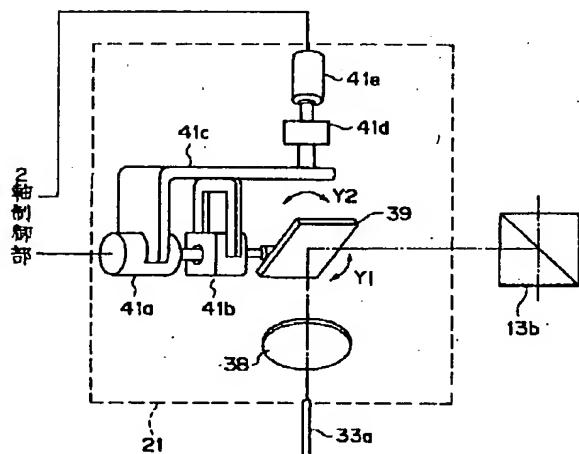
【図9】図9は本発明の第3実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図10】図10はモニタでの画像表示例を示す図。

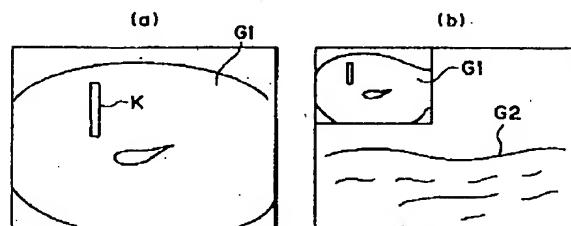
【図11】図11は挿入部の先端面を体腔内組織に押し付けた状態で観察可能であることを示す図。

【図12】図12は本発明の第4実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

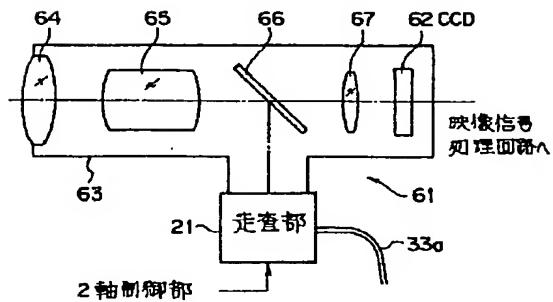
【図2】



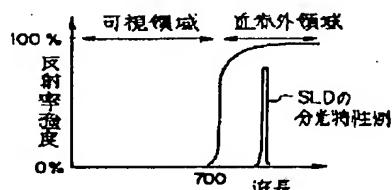
【図3】



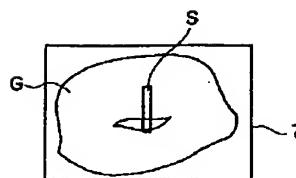
【図4】



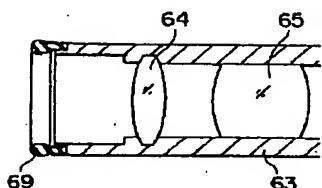
【図5】



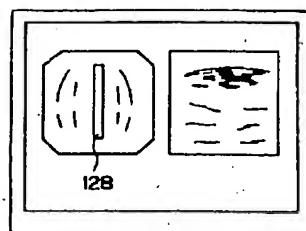
〔図6〕



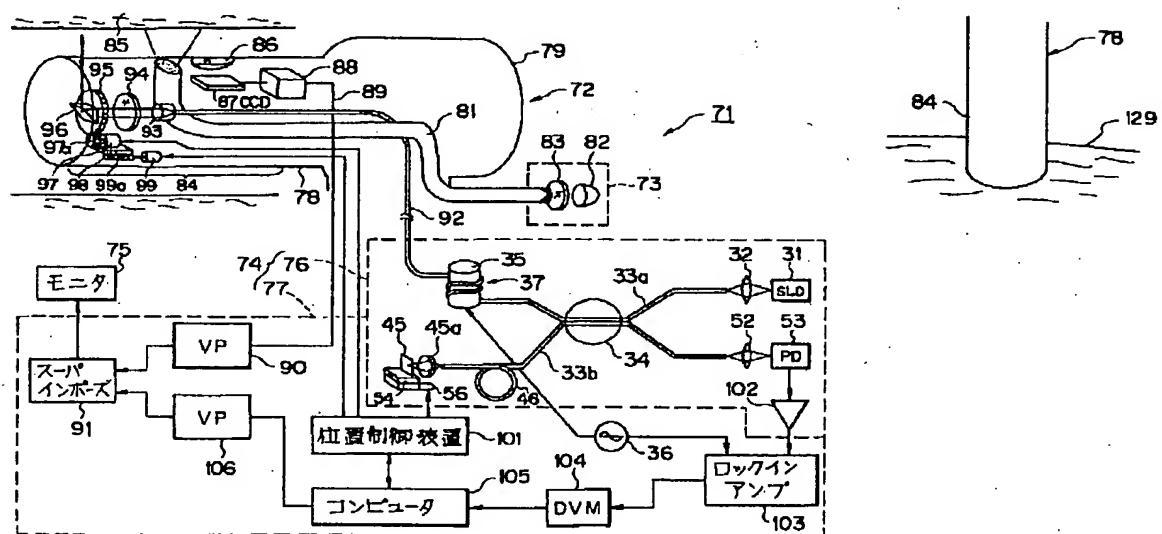
〔図7〕



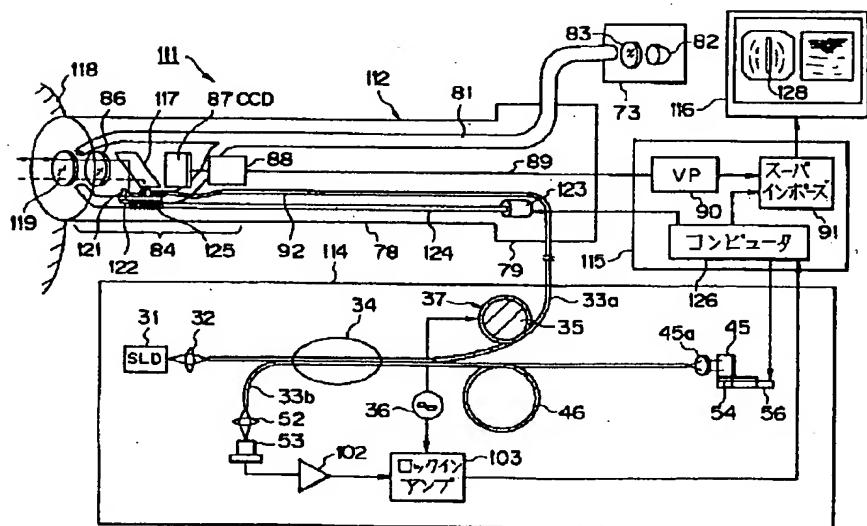
(図10)



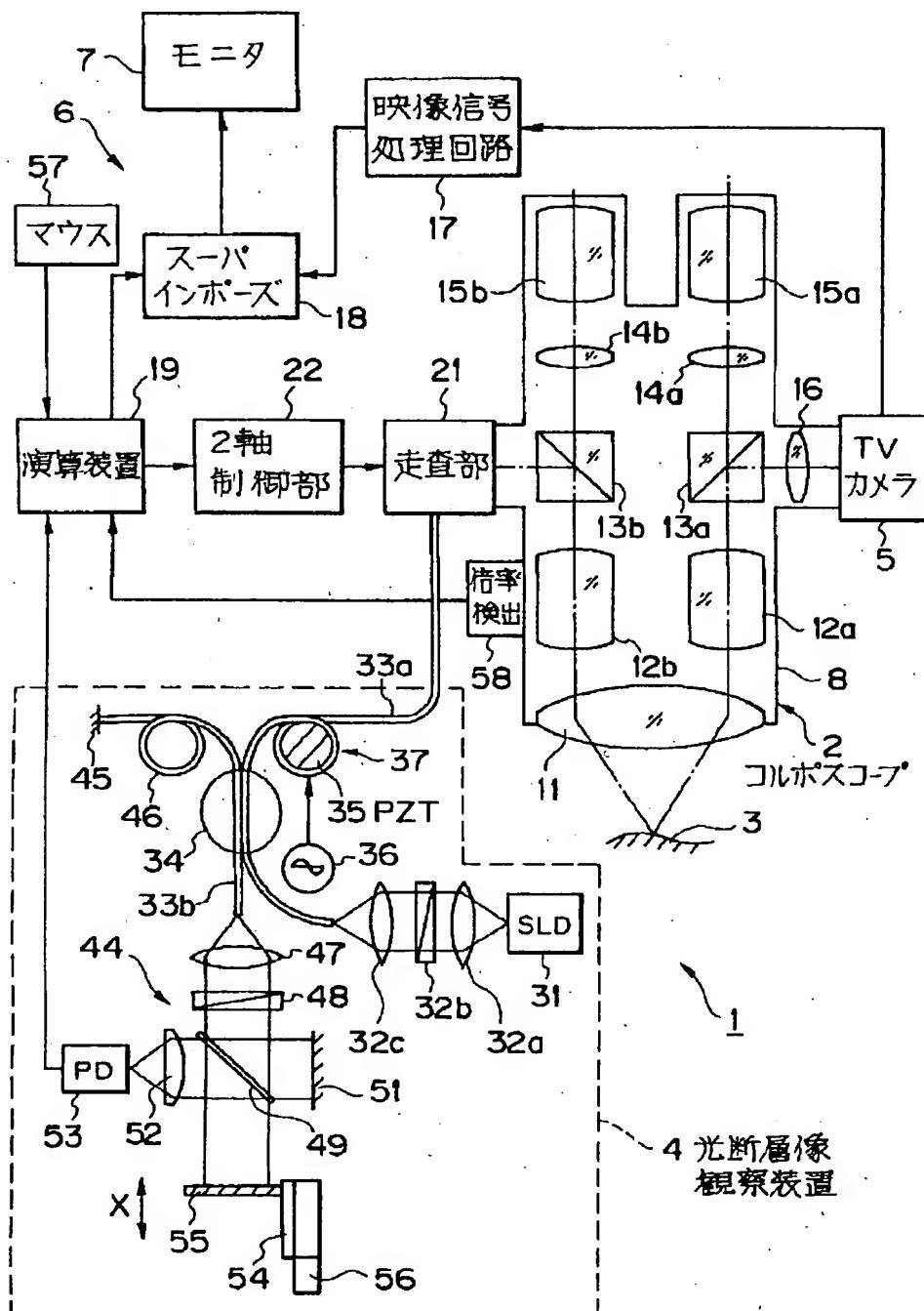
[圖 8]



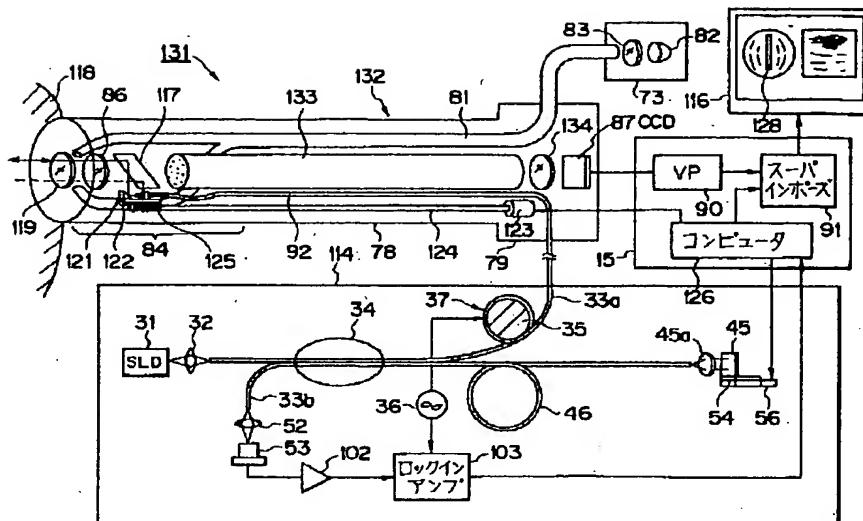
[図9]



【図1】



[図12]



フロントページの続き

(72)発明者 上 邦彰
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才
リンバス光学工業株式会社内

(72)発明者 岡▲崎▼ 次生
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才
リンバス光学工業株式会社内

(72)発明者 稲田 哲丸
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才
リンバス光学工業株式会社内

(72)発明者 安永 浩二
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才
リンバス光学工業株式会社内

(72)発明者 大澤 篤
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才
リンバス光学工業株式会社内

(72)発明者 大橋 一司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才
リンバス光学工業株式会社内

(72)発明者 大明 義直
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才
リンバス光学工業株式会社内

(56)参考文献 國際公開92/19930 (WO, A 1)

(58)調査した分野(Int.CI., D B名)

A61B 10/00